

# ОСОБЕННОСТИ ДЛИТЕЛЬНОЙ МЕХАНИЧЕСКОЙ ПОДДЕРЖКИ КРОВООБРАЩЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ НАСОСОВ НЕПРЕРЫВНОГО ПОТОКА

Иткин Г.П., Шохина Е.Г., Шемакин С.Ю., Попцов В.Н., Шумаков Д.В., Готье С.В.

ФГБУ «ФНЦ трансплантологии и искусственных органов им. академика В.И. Шумакова»  
Минздравсоцразвития России, г. Москва

В обзоре проведен сравнительный анализ методов и средств для длительной механической поддержки кровообращения с помощью имплантируемых насосов непрерывного и пульсирующего потока. Особое внимание уделено выбору оптимальных режимов работы насосов с учетом физических принципов взаимодействия стационарного потока крови с пульсирующей механикой камер сердца.

*Ключевые слова:* левожелудочковый обход, насосы пульсирующего потока, насосы непрерывного потока, скорость вращения ротора насоса, хроническая сердечная недостаточность.

## FEATURES OF LONG-TERM MECHANICAL CIRCULATORY SUPPORT WITH CONTINUOUS-FLOW PUMP

Itkin G.P., Shokhina E.G., Shemakin S.Y., Poptsov V.N., Shumakov D.V., Gautier S.V.

Academician V.I. Shumakov Federal Research Center of Transplantology and Artificial Organs,  
Moscow

In a review of the comparative analysis of methods and tools for long-term mechanical circulatory support with continuous flow and pulsatile flow implantable pumps. Particular attention is paid to the choice of the optimal modes of the operation of pumps based on the physical principles of the interaction between a the steady flow of blood to the pulsatile mechanics of the heart chambers.

*Key words:* Left ventricular bypass, pulsatile flow pump, continuous flow pump, rotor speed, chronic heart failure.

### ВВЕДЕНИЕ

Применение методов механической поддержки кровообращения для лечения пациентов с хронической сердечной недостаточностью, особенно наиболее тяжелых ее форм, значительно возросло в течение последних 30 лет и в настоящее время стало стандартной терапией во многих центрах сердечно-сосудистой хирургии.

Системы левожелудочкового обхода (ЛЖО) с использованием насосов непрерывного потока (НП) развивались в течение последних 10–15 лет в связи с необходимостью применения относительно миниатюрных, более надежных и долговечных систем.

Хотя системы с насосами пульсирующего потока (ПП) обеспечивают более адекватную поддержку кровообращения, их большие размеры и ограниченный срок службы не могли гарантировать долгосрочный успешный прогноз.

Последние клинические исследования пациентов с ЛЖО с помощью насосов НП показали, что число осложнений, связанных с применением данных устройств, уменьшается, а выживаемость увеличивается, и насосы НП на сегодняшний день находят все большее применение для лечения пациентов с тяжелыми формами сердечной недостаточности, нуждающихся в длительной механической поддержке кровообращения [1–13].

Статья поступила в редакцию 03.04.12 г.

**Контакты:** Иткин Георгий Пинкусович, д-р биол. наук, зав. лабораторией биотехнических систем, профессор.

Тел. 8 916 129 78 33, e-mail: [georgeitkin@mail.ru](mailto:georgeitkin@mail.ru)

Большинство основных проблем практического применения являются общими как для систем ПП, так и для систем НП:

- выбор пациентов;
- особенности интраоперационного этапа, связанные с некоторыми особенностями пациента и сопутствующими заболеваниями;
- послеоперационное лечение пациента, в том числе оценка функции правого желудочка (ПЖ), мониторинг артериального давления;
- послеоперационное управление устройством;
- обучение пациентов;
- медикаментозная терапия;
- антикоагулянтная терапия;
- устранение неисправностей устройства.

Тем не менее имеется ряд существенных особенностей систем непрерывного потока, которыми они принципиально отличаются от систем пульсирующего потока и знание которых во многом может обеспечить успех данного вида терапии.

## СИСТЕМЫ ОБХОДА ЛЕВОГО ЖЕЛУДОЧКА СЕРДЦА С ПОМОЩЬЮ НАСОСОВ НЕПРЕРЫВНОГО ПОТОКА

Система НП представляет собой имплантируемый насос, с помощью перкутанного провода подключенный к внешнему модулю управления и модулю автономного или сетевого питания (рис.).

Преимуществом систем НП является их небольшой вес и габариты по сравнению с имплантируе-

мыми пульсирующими насосами. Кроме того, они бесшумны и создают минимальные вибрации. Данные характеристики позволяют использовать эти насосы у пациентов с небольшими размерами тела.

Существенным преимуществом также является большой ресурс насосов НП (отсутствие клапанов, эти насосы имеют единственную движущуюся часть – ротор насоса), большой комфорт для пациентов и лучшее качество жизни. Перечисленные преимущества систем НП позволяют пересмотреть и стратегию выбора пациентов, особенно полагая, что более длительный ресурс работы систем НП позволит использовать их для постоянной имплантации пациентам (destination therapy) [14, 15], которым по разным причинам трансплантация сердца противопоказана.

Последние исследования показывают, что таким пациентам можно продлить жизнь на 6–9 лет [16], а с дальнейшим повышением надежности систем НП срок жизни пациентов может быть сопоставим со средним сроком жизни пациентов с пересаженным сердцем. В отличие от систем пульсирующего потока основной гидродинамической характеристикой насосов НП является разгрузка ЛЖ в течение всего сердечного цикла. При этом пульсация артериального давления значительно снижается или исчезает полностью. Однако большой клинический опыт показывает, что в условиях малопульсирующего или непульсирующего потока система кровообращения может адекватно обеспечивать потребности организма [17, 18].

Тем не менее пользователи систем механической поддержки кровообращения должны понимать фундаментальные отличия пульсирующих и непульсирующих насосов, особенно в условиях длительной имплантации в качестве «моста» к трансплантации сердца, «моста» к восстановлению пораженного миокарда, для постоянной имплантации (destination therapy) пациентам для продления жизни. В табл. 1 приведены основные отличия двух типов насосов.

Рассмотрим особенности имплантации и послеоперационного периода систем НП.

Хотя основные *этапы имплантации насосов НП* во многом схожи с имплантацией насосов ПП, однако необходимо понимать, что различия в физических принципах формирования потока крови определяют и различия в процессах запуска и управления насосом. Кроме того, отличия в характере потока крови определяют требования к конструкции и расположению входных и выходных канюль насоса. В частности, из-за небольших размеров насосы НП могут размещаться интраперикардially, что требует изменения топографии, особенно входной канюли. Диаметры входных и выходных канюль насосов НП также могут быть меньше, чем у насосов ПП,

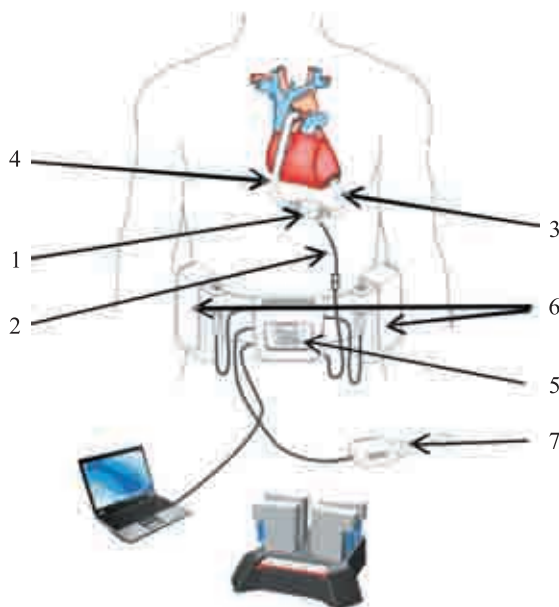


Рис. Состав системы насоса непрерывного потока: 1 – насос; 2 – перкутанный кабель питания и управления; 3 – входная канюля; 4 – искусственный сосудистый протез; 5 – внешний модуль управления; 6 – модули автономного энергоснабжения; 7 – модуль сетевого энергоснабжения

Таблица 1

**Сравнение систем вспомогательного кровообращения пульсирующего и непрерывного потока**

| Характеристики                           | Системы насосов пульсирующего потока   | Системы насосов непрерывного потока   |
|--|--|---|
| Размер                                   | Большой; имплантируемые компоненты могут применяться только на крупных пациентах                 | Маленький; имплантируемые компоненты могут применяться на пациентах независимо от массы тела        |
| Производительность                       | До 10 л/мин  | До 10 л/мин   |
| Тип насоса                               | Мешотчатый или диафрагмальный  | Центробежный или осевой   |
| Имплантация                              | Экстракорпорального или интракорпорального типа (поддиафрагмальное расположение)                 | Экстракорпорального или интракорпорального типа (перикардальное или поддиафрагмальное расположение) |
| Основные гемодинамические характеристики | Периодическая разгрузка ЛЖ<br>Пульсирующее артериальное давление<br>Асинхронная работа с сердцем | Постоянная разгрузка ЛЖ<br>Слабопульсирующее или неппульсирующее артериальное давление              |
| Регуляторные характеристики              | Зависимость от преднагрузки  | Зависимость от пред- и постнагрузки   |
| Параметры механического потока           | Автоматическая (при постоянном ударном объеме) или фиксированная частота сокращений              | Постоянная скорость вращения ротора   |

поскольку пульсирующий поток для уменьшения гидродинамических потерь требует их увеличения.

С другой стороны, относительно постоянный забор крови из ЛЖ насосом непрерывного потока на протяжении всего сердечного цикла при больших скоростях может привести к разрежению в полостях ЛЖ, и соответственно, к нарушению стабильности потока и его снижению. Для насосов НП чрезвычайно важно по сравнению с насосами ПП в процессе имплантации исходное размещение и фиксация в полости ЛЖ входной канюли. Любое угловое смещение канюли к межжелудочковой перегородке или свободной стенке ЛЖ может вызвать ее обструкцию. Поэтому на этапе размещения входной канюли и в дальнейшем на этапе запуска насоса важным инструментом для имплантации насосов НП является транспищеводная эхокардиография (ЭхоКГ). С ее помощью можно оценить не только оптимальное положение входной канюли, но и наличие воздуха в ЛЖ и сосудистом протезе при заполнении насоса, объема камер сердца и положение межжелудочковой перегородки при выборе начальной скорости вращения ротора насоса.

Процесс заполнения насоса и канюль кровью, процесс удаления воздуха также отличается от аналогичных процессов для насосов ПП и требует оптимизации производительности насоса. Особенно важным является процесс перехода от искусственного кровообращения (если используется) к выбору скоростного режима насоса. На этом этапе использование накидного ультразвукового датчика расхода (Transonic Inc., USA) на выходном сосудистом протезе поможет зафиксировать установленный режим работы насоса до закрытия грудной клетки.

Оптимальное задание скорости вращения ротора выполняется в операционной до удаления транспищеводного датчика ЭхоКГ, когда сердечный индекс и размер ЛЖ находятся в пределах нормы и

нет сдвига межжелудочковой перегородки (вправо или влево). Диапазон скорости вращения ротора, который используется для поддержки ЛЖ, определяется, когда гемодинамические условия стабильны (т. е. ОЦК в норме, вазоактивные и инотропные лекарства не используются).

При этом для установки оптимальной скорости рекомендуется следующий протокол [19].

- **Определение нижней границы скорости насоса**

Начиная с первоначально установленного значения скорость постепенно снижают до момента открытия аортального клапана в каждом сердечном цикле. У некоторых пациентов с плохой функцией ЛЖ аортальный клапан может не открыться. При этом установка нижнего значения скорости может быть произведена до момента нарастания давления заклинивания и увеличения сердечного индекса до 2,5 л/мин/м<sup>2</sup>.

- **Определение верхней границы скорости насоса**

Начиная с определенного значения нижней границы скорость постепенно увеличивают, пока пульсовое давление не достигнет 10–15 мм рт. ст. Сердечный индекс при этом увеличивается, а давление заклинивания уменьшается.

- **Установка оптимальной скорости насоса**

Зная границы нижнего и верхнего пределов, устанавливают скорость между этими границами, руководствуясь необходимостью максимальной разгрузки ЛЖ и получением слабопульсирующего АД (с периодическим открытием аортального клапана).

Ранний **послеоперационный период** ведения пациентов с насосами НП во многих аспектах не отличается от применения систем ПП. Это прежде всего касается антикоагулянтной терапии и профилактики инфекции.

Основной гемодинамический эффект насосов НП состоит в увеличении диастолического артериаль-

ного давления (АД) и потока [20]. Так как эти насосы перекачивают кровь постоянно в течение всего сердечного цикла, аортальный поток существует во время диастолы, когда нормальный пульсирующий поток отсутствует. Когда скорость насоса увеличивается, диастолическое АД также увеличивается, при этом систолическое АД остается постоянным, и следовательно, пульсовое АД уменьшается. Пульсовое АД зависит от сократимости ЛЖ, внутрижелудочкового объема, пред- и постнагрузки и скорости насоса.

В отличие от пульсирующих насосов величина сердечного выброса с насосом НП, поддерживаемая скоростью насоса, определяется не только преднагрузкой, но и постнагрузкой или системным сосудистым сопротивлением. С увеличением постнагрузки для поддержания кровотока необходимо увеличивать скорость вращения ротора насоса, что сопряжено с увеличением потребляемой мощности. Поэтому желательно поддерживать среднее АД в пределах 70–80 мм рт. ст. за счет вазоактивных, инотропных медикаментов и объема циркулирующей жидкости.

Тем не менее для достижения эффекта максимальной разгрузки миокарда необходимо увеличивать производительность насоса за счет увеличения скорости насоса до получения пульсового АД в пределах 10–20 мм рт. ст. В этом режиме аортальный клапан может открываться один раз в течение нескольких циклов. Это условие важно с точки зрения профилактики тромбоза аортального клапана и спаечных процессов створок клапана, которые могут иметь место в режиме отсутствия пульсаций в аорте [21, 22].

Пациенты с насосами НП требуют особого внимания по отношению функции правого желудочка (ПЖ). В частности, при превышении значений скорости выше оптимальной межжелудочковая перегородка может сместиться вправо, что уменьшит вклад межжелудочковой перегородки в ударный объем ПЖ. Кроме того, из-за увеличения объема (диаметра) ПЖ, согласно закону Лапласа, увеличится напряжение стенки ПЖ, что может сказаться на функции ПЖ.

Одним из наиболее информативных показателей для предсказания недостаточности ПЖ является индекс ударной работы (ИУР) [23], который оценивает количественную меру способности ПЖ генерировать давление и расход и рассчитывается по формуле:

$$\text{ИУР (мм рт. ст.} \times \text{мл/м}^2\text{)} = \{ [ \text{Рлег} - \text{ЦВД} ] \times \text{УО} \} / \text{ПТ},$$

где ПТ – поверхность тела (м<sup>2</sup>),

УО – ударный объем (мл),

ЦВД – центральное венозное давление (мм рт. ст.),

Рлег – среднее давление легочной артерии (мм рт. ст.).

Низкий предоперационный ИУР прогнозирует длительное применение инотропных лекарственных средств или установки временного правожелудочкового обхода.

## АНТИКОАГУЛЯНТНАЯ ТЕРАПИЯ

В отличие от антикоагулянтной терапии (АКТ) при использовании насосов ПП, которая достаточно минимальна из-за надежного промывания камер насоса практически независимо от режима его работы, АКТ при использовании насосов НП требует более тщательного контроля. Например, снижение производительности насоса ниже 3 л/мин может привести к образованию тромбов в насосе, если не увеличить дозировку препаратов АКТ.

Тем не менее результаты последних многочисленных клинических исследований системы HeartMate II, Thoratec Co, США [24–26] показали, что требования к АКТ могут быть снижены по сравнению с агрессивной АКТ, используемой в первых клинических исследованиях. Ранее АКТ была направлена для достижения целевой МНО в пределах 2,5–3,5 [27, 28]. Однако впоследствии результат клинических исследований показал, что вероятность тромбоза намного меньше, чем случаи кровотечения, которые остаются одним из наиболее частых осложнений.

Другие работы подтвердили эти данные, в результате которых в дальнейшем дозировку препаратов АКТ уменьшили в большинстве центров для достижения целевого МНО в пределах 1,5–2,5.

В табл. 2 представлена рекомендуемая АКТ при использовании HeartMate II.

## ЭКСПЛУАТАЦИЯ СИСТЕМЫ НАСОСА НЕПРЕРЫВНОГО ПОТОКА ПОСЛЕ ВЫПИСКИ ПАЦИЕНТА ИЗ КЛИНИКИ

Так же как и при выписке из клиники с системами ПП, понимание принципа работы системы НП и знание характеристик компонентов системы является необходимым условием для безопасности пациента. Пациенты и члены их семьи должны строго выполнять рутинные мероприятия по эксплуатации и самостоятельному уходу за системой НП. Так как насос НП не содержит клапанов, то остановка насоса может привести к обратному потоку крови из аорты в ЛЖ. Поэтому при использовании систем непрерывного потока необходимо избегать отключения энергопитания, которое может привести к остановке насоса и вызвать серьезные осложнения, особенно у тех пациентов, которые зависимы от работы устройства. В этих критических ситуациях, зависящих от постоянного источника питания, пациент должен правильно выполнять процедуры



Таблица 2

**Послеоперационная антитромбогенная терапия для HeartMate II**

| Период времени                         | Действия   |
|--|--|
| Перед тем как покинуть операционную    | Полностью отменить АКТ (на 12–24 часа)   |
| Послеоперационный период (первый день) | В общем никаких действий не предпринимать. Пациентам по специальным показаниям (таким как фибрилляция предсердий, предыдущий тромбоз аневризмы ЛЖ или предсердия, низкий поток ЛЖО) должна быть установлена соответствующая АКТ. |
| 2–5-й день                             | Если нет заметного кровотечения и был удален дренаж, начинать терапию варфарином при уровне МНО от 1,5 до 2,5. Также начинать давать аспирин в дозах от 81 до 325 мг в день.   |
| Длительная поддержка                   | Регулярный прием аспирина и варфарина.   |

переключения между источниками питания и оценивать уровень заряда аккумуляторных батарей.

Другой характеристикой насосов НП, отличающейся от насосов ПП, является то, что они могут генерировать большое отрицательное давление на входе насоса, которое в результате может вызвать сдвиг перегородки или коллапс ЛЖ и обструкцию входной канюли. Поэтому должна производиться оценка безопасной скорости во время проведения ЭхоКГ при регулярных визитах в клинику. Изменение формы и функции ЛЖ и физиологической реакции пациента на изменение скорости будут определять заданную скорость насоса.

Профилактика инфекции и иммобилизация перкутанного кабеля питания является основой длительной выживаемости пациентов как с системой ПП, так и с системой НП. Тем не менее инфекция через перкутанный кабель и большую внешнюю поверхность насоса ПП, контактирующую с внутренними тканями организма, явилась наиболее частым и серьезным осложнением при использовании этих систем [29, 30]. Именно данный фактор ограничивал 2-летнюю выживаемость с насосами ПП только 23% [31]. Поэтому одним из существенных отличий насосов НП, позволившим значительно увеличить выживаемость пациентов, было уменьшение количества инфекционных осложнений из-за уменьшения диаметра перкутанного кабеля и, следовательно, площади подкожной ткани, сросшейся с велюровой оболочкой, что потенциально способствовало уменьшению площади для проникновения инфекции. Дополнительным преимуществом насоса НП являлось уменьшение контакта наружной поверхности насоса с окружающими тканями организма по сравнению с насосами ПП.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

Анализ клинического применения показывает, что насосы непрерывного потока обеспечивают лучшую выживаемость пациентов с хронической сердечной недостаточностью, чем насосы пульсирующего потока. Это связано прежде всего с их большим

ресурсом и надежностью. Хотя имеется много общих аспектов, касающихся процессов имплантации, запуска и последующей эксплуатации автономных систем пульсирующего или непрерывного потока, отличие в физических принципах формирования неппульсирующего потока и его взаимодействия с пульсирующим характером сердечного выброса требует оптимизации алгоритмов управления насосами непрерывного потока для достижения максимального эффекта разгрузки миокарда и минимизации возможных осложнений. На основании проведенного анализа большого клинического материала по применению имплантируемых насосов непрерывного потока в статье сформулированы основные практические рекомендации по их применению.

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. *Slaughter M.S., Rogers J.G., Milano C.A., Russell S.D. et al.* Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device // *N. Engl. J. Med.* 2009. Vol. 361. P. 2241–2251.
2. *John R.* Current axial-flow devices – the HeartMate II and Jarvik 2000 left ventricular assist devices // *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2008. Vol. 20. P. 264–272.
3. *Fang J.C.* Rise of the machines – left ventricular assist devices as permanent therapy for advanced heart failure // *N. Engl. J. Med.* 2009. Vol. 361. P. 1–3.
4. *Frazier O.H., Jacob L.P.* Small Pumps for Ventricular Assistance: Progress in Mechanical Circulatory // *Cardiol. Clin.* 2007. P. 253–256.
5. *John R., Naka Y., Smedira N.G., Starling R., et al.* Continuous flow left ventricular assist device outcomes in commercial use compared with the prior clinical trial // *Ann. Thorac. Surg.* 2011 Oct. Vol. 92 (4). P. 1406–1413.
6. *Pagani F.D., Miller L.W., Russell S.D. et al.* Extended mechanical circulatory support with a continuous-flow rotary left ventricular assist device // *J. Am. Coll. Cardiol.* 2009. Vol. 54. P. 312–321.
7. *Fonarow G.C., Heywood J.T. et al.* Scientific Advisory Committee and Investigators. Temporal trends in clinical characteristics, treatments, and outcomes for heart failure hospitalisations, 2002 to 2004: findings from Acute Decompensated Heart Failure National Registry (ADHERE) // *Am. Heart. J.* 2007. Vol. 153 (6). P. 1021–1028.

8. Feller E.D., Sorensen E.N., Haddad M. et al. Clinical outcomes are similar in pulsatile and nonpulsatile left ventricular assist device recipients // *Ann. Thorac. Surg.* 2007. Vol. 83 (3). P. 1082–1088.
9. Miller L.W., Pagani F.D., Russell S.D. et al. Use of a continuous-flow device in patients awaiting heart transplantation // *N. Engl. J. Med.* 2007. Vol. 357. P. 885–896.
10. Pagani F.D., Miller L.W., Russell S.D. et al. Extended mechanical circulatory support with a continuous-flow rotary left ventricular assist device // *J. Am. Coll. Cardiol.* 2009. Vol. 54. Vol. 312–321.
11. Radovancevic B., Vrtovec B., de Kort E. et al. End-organ function in patients on long-term circulatory support with continuous- or pulsatile-flow assist devices // *J. Heart. Lung. Transplant.* 2007. Vol. 26 (8). P. 815–818.
12. John R., Kamdar F., Liao K. et al. Improved survival and decreasing incidence of adverse events with the HeartMate II left ventricular assist device as bridge-to-transplant therapy // *Ann. Thorac. Surg.* 2008. Vol. 86. P. 1227–1234; discussion 34–35.
13. Patel N.D., Weiss E.S., Schaffer J. et al. Right Heart Dysfunction After Left Ventricular Assist Device Implantation: A Comparison of the Pulsatile HeartMate I and Axial-Flow HeartMate II Devices // *Ann. Thorac. Surg.* 2008. Vol. 86. P. 832–840.
14. Westaby S., Siegenthaler M., Beyersdorf F. et al. Destination therapy with a rotary blood pump and novel power delivery // *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 2010 Feb. Vol. 37 (2). P. 350–356.
15. Lietz K. Destination Therapy: Patient Selection and Current Outcomes // *J. Card. Surg.* 2010. Vol. 25. P. 462–471.
16. Westaby S., Frazier O.H., Banning A. Six Years of Continuous Mechanical Circulatory Support // *N. Engl. J. Med.* 2006. Vol. 355 (3). P. 326–328.
17. Garatti A., Bruschi G., Colombo T., Russo C. et al. Clinical outcome and bridge to transplant rate of left ventricular assist device recipient patients: comparison between continuous-flow and pulsatile-flow devices // *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 2008. Vol. 34. P. 275–280.
18. Feller E.D., Sorensen E.N., Haddad M. et al. Clinical outcomes are similar in pulsatile and nonpulsatile left ventricular assist device recipients // *Ann. Thorac. Surg.* 2007. Vol. 83 (3). P. 1082–1088.
19. Slaughter M.S., Pagani F.D., Rogers J.G. et al. Clinical management of continuous-flow left ventricular assist devices in advanced heart failure // *J. Heart. Lung. Transplant.* 2010 Apr. Vol. 29 (4 Suppl). P. S1–39.
20. Myers T.J., Bolmers M., Gregoric I.D., Kar B., Frazier O.H. Assessment of arterial blood pressure during support with an axial flow left ventricular assist device // *J. Heart. Lung. Transplant.* 2009. Vol. 28. P. 423–427.
21. Mudd J.O., Cuda J.D., Halushka M. et al. Fusion of aortic valve commissures in patients supported by a continuous axial flow left ventricular assist device // *J. Heart. Lung. Transplant.* 2008. Vol. 27. P. 1269–1274.
22. Letsou G.V., Connelly J.H., Delgado R.M. et al. Is native aortic valve commissural fusion in patients with long-term left ventricular assist devices associated with clinically important aortic insufficiency? // *J. Heart. Lung. Transplant.* 2006. Vol. 25. P. 395–399.
23. Ochiai Y., McCarthy P.M., Smedira N.G. et al. Predictors of severe right ventricular failure after implantable left ventricular assist device insertion: analysis of 245 patients // *Circulation.* 2002. Vol. 106. P. I198–202.
24. Struber M., Sander K., Lahpor J. et al. HeartMate II left ventricular assist device; early European experience // *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 2008. Vol. 34. P. 289–294.
25. Amir O., Bracey A.W., Smart F.W. et al. A successful anticoagulation protocol for the first HeartMate II implantation in the United States // *Tex. Heart. Inst. J.* 2005. Vol. 32. P. 399–401.
26. John R., Kamdar F., Liao K. et al. Low thromboembolic risk for patients with the HeartMate II left ventricular assist device // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2008. Vol. 136. P. 1318–1323.
27. Frazier O.H., Delgado R.M., Kar B. et al. First clinical use of the redesigned HeartMate II left ventricular assist system in the United States: a case report // *Tex. Heart. Inst. J.* 2004. Vol. 31. P. 157–159.
28. Frazier O.H., Myers T.J., Jarvik R.K. et al. Research and development of an implantable axial-flow left ventricular assist device: the Jarvik 2000 Heart // *Ann. Thorac. Surg.* 2001. Vol. 71. Suppl. 3. P. S125–S132.
29. Westaby S., Jarvik R., Freeland A. et al. Postauricular percutaneous power delivery for permanent mechanical circulatory support // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 2002. Vol. 23. P. 977–983.
30. Siegenthaler M.P., Martin J., Pernice K. et al. The Jarvik 2000 is associated with less infections than the HeartMate left ventricular assist device // *Eur. J. Cardiothorac. Surg.* 2003. Vol. 23. P. 748–754.
31. Saleem Haj-Yahia S., Birks E.J., Rogers P. et al. Midterm experience with the Jarvik 2000 axial flow left ventricular assist device // *J. Thorac. and Cardiovasc. Surgery.* 2011. Vol. 134 (1201). P. 199–203.